Über den Einfluß einer Willkürbewegung auf das Elektroencephalogramm

Rupert Kehrer

1972

AUS DER ABTEILUNG FÜR KLINISCHE NEUROPHYSIOLOGIE
(PROF. DR. J. KUGLER)
DER NEUROLOGISCHEN KLINIK (PROF. DR. A. SCHRADER)
DER UNIVERSITÄT MÜNCHEN

ÜBER DEN EINFLUSS EINER WILLKÜRBEWEGUNG AUF DAS ELEKTROENCEPHALOGRAMM

INAUGURAL - DISSERTATION

zur Erlangung der Doktorwürde in der Zahnheilkunde
verfaßt und
einer Hohen Medizinischen Fakultät
der Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

RUPERT KEHRER

aus Eggenfelden

München 1972

Die Arbeit wurde mit Leihgeräten der Deutschen
Forschungsgemeinschaft ausgeführt

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der
Universität München:

Berichterstatter:	Prof. Dr. J. Kugler
Mitberichterstatter:	Prof. Dr. A. Schrader
Dekan:	Prof. Dr. W. Spann

Tag der mündlichen Prüfung: 11. Juli 1972

DISSERTATIONS – und FOTODRUCK FRANK oHG
8000 München 2 · Gabelsbergerstr. 15 · Tel.: 2 80 90 90

MEINER MUTTER

Inhaltsverzeichnis

I. Einleitung und Problemstellung

II. Methode

II.1 Mittelungstechnik und Streuung

II.2 Rückwärtsanalyse

II.3 Versuchsanornung und -durchführung

III. Steuergerät für die halbautomatische Aufzeichnung von Elektroencephalogrammen

III.1 Allgemeines

III.2 Optoelektrische Taste

III.3 Monostabiler Multivibrator

III.4 Impulsformerstufe

III.5 Elektronisch stabilisiertes Netzteil

IV. Material

V. Ergebnisse

V.1 Bewegungsbeginn

V.2 Analysenzeit

V.3 Bulbusbewegung

V.4 Signal-Störverhältnis

V.5 Kontra- und ipsilaterale Ableitung

V.6 Reproduzierbarkeit

V.7 Gemittelte Hirnpotentiale von verschiedenen Versuchspersonen

VI. Diskussion

VII. Zusammenfassung

VIII. Literatur

I. Einleitung und Problemstellung

Das Elektroenzephalogramm ist die mit geeigneten Hilfsmittel registrierte bioelektrische Aktivität des Gehirns. Es spiegelt die integrierte Gehirntätigkeit wider und ist ein Maß für den Bewußtseinszustand des Probanden.

Am Aufbau der dem EEG zugrunde liegenden Potentiale sind sowohl Großhirnrinde, als auch subkortikale Hirnstrukturen (Thalamus, Formatio reticularis und andere Teile des Cerebrums) beteiligt. Dagegen wird vermutet, daß an der Bildung von Reizantworten (evozierte Potentiale bezeichnet) nur bestimmte Systeme beteiligt sind /1/.

Während solche evozierten Potentiale von sensorischen Reizen eingehend untersucht worden sind, gibt es Untersuchungen über den Einfluß der Willkürbewegung auf das Elektroenzephalogramm nur vereinzelt /2, 3/.

Danach drücken sich Willkürbewegungen in Hirnpotentialen von 10 - 15 µV aus und sind den Potentialen des normalen Elektroenzephalogramms von 5 - 100 µV überlagert. Durch ihre Kleinheit zeichnen sie sich nicht eindeutig vom EEG ab. Erst mit Hilfe der Mittelungstechnik (II.1) können die Hirnpotentiale von Willkürbewegungen sichtbar gemacht werden.

Ziel dieser Arbeit ist die Erstellung einer Versuchsanordnung, mit deren Hilfe Hirnpotentiale bei Willkürbewegungen untersucht werden können. Speziell war die Entwicklung eines Impulsgerätes notwendig, das bei der Mittelungstechnik mit Rückwärtsanalyse geeignete und verzögerte Impulse zur Ansteuerung des

Auswertgerätes liefert.

Mit dieser Apparatur sind Willkürbewegungen an gesunden Versuchspersonen zu untersuchen.

II. Methode

II.1 Mittelungstechnik und Streuung

Bereits in der Einleitung wurde darauf hingewiesen, daß die Hirnpotentiale von Willkürbewegungen so klein sind, daß sie durch die größeren Spontanschwankungen des normalen Elektroencephalogramms verdeckt sind. Das normale EEG stellt eine Störung dar, welche das interessierende Ereignis (Signal) verdeckt. Durch Mittelung ist eine Verbesserung des Signal-Störverhältnisses möglich. Bei Aufsummierung haben die statistischen Schwankungen eines normalen EEGs einen verschwindenden Mittelwert, während das Signal - jeweils im gleichen zeitlichen Ablauf genommen - sich sukzessive aufaddiert.

Es sei $n(t)$ eine Störung, welche einem Signal $s(t)$ überlagert ist, dann gibt der jeweilige Funktionswert, wenn $n(t)$ durch einen stationären Zufallsprozess gegeben ist, zur Zeit t /4/

$$f(t) = s(t) + n(t)$$

Zur Zeit t_1 ist der Mittelwert dieser Funktion

$$E\left[\bar{f}_1\right] = E\left[\frac{1}{N}\sum_{k=1}^{N} f_{1k}\right] = E\left[\frac{1}{N}\sum_{k=1}^{N} (s_{1k} + n_{1k})\right] / = E\left[\bar{s}_1 + \bar{n}_1\right]$$

$$= E\left[\bar{s}_1\right]$$

da $E\left[\bar{n}_1\right] = 0$.

Ist der Signalwert frei von Schwankungen, dann ist $\bar{s}_1 = s_1$

also $E\left[f_1\right] = s_1$

Die Annahme $E\left[\bar{n}_1\right] = 0$ gilt theoretisch nur für unendlich viele Messungen; da dies praktisch nicht auszuführen ist, bleibt bei jedem Versuch eine gewisse Streuung übrig. Für das Streuungsmaß gilt nach der Wahrscheinlichkeitstheorie

$$\sigma^2\left[\bar{f}_1\right] = E\left[(\bar{f}_1 - E\left[\bar{f}_1\right])^2\right] = E\left[(\frac{1}{N}\sum_{k=1}^{N} f_{1k})^2\right] - E^2\left[\bar{f}_1\right]$$

wobei gilt $E\left[f_{1k}\right] = E\left[\bar{f}_1\right]$, da ein statistischer Prozess vorausgesetzt ist.

Unter verschiedenen Vorraussetzungen /5/ vereinfacht sich obige Gleichung

$$\sigma^2\left[\bar{f}_1\right] = \frac{\sigma^2\ (s_1) + \sigma^2\ (n_1)}{N} .$$

Ist das Signal mit keiner Streuung behaftet, folgt mit $\bar{f}_1 = s_1$

$$\sigma^2\left[\bar{f}_1\right] = \frac{1}{N}\,\sigma^2\ (n_1)$$

Definiert man als Signal-Störverhältnis $s_1 / \sigma\left[\bar{f}_1\right]$, so ergibt sich durch Mittelung eine Verbesserung um den Faktor $\sqrt{N}$

$$\frac{s_1}{\sigma\left[\bar{f}_1\right]} = \frac{s_1}{\sigma\ (n_1)}\sqrt{N}$$

Der Verbesserung des Signal-Störverhältnisses durch höhere Versuchszahlen ist aber eine Grenze gesetzt, da der Zustand der Versuchsperson nicht beliebig lange gleich gehalten werden kann.

II.2 Rückwärtsanalyse

Sollen die theoretischen Überlegungen des Mittelungsverfahrens praktisch angewandt werden, so müssen die interessierenden Ereignisse (Signale) von einem Computer aufsummiert werden, wobei jedesmal die gleiche Situation vorhanden sein muß. Da bereits v o r Willkürbewegungen ein Einfluß im EEG auftritt /2/, erfaßt der Computer nicht den gesamten Ablauf des Signals, wenn er erst bei Beginn der Bewegung durch diese eingeschalten wird. Diese Schwierigkeit ist mit Hilfe der Rückwärtsanalyse zu umgehen. Dabei wird das EEG des Probanden kontinuierlich auf einem Magnetband gespeichert. In gewissen zeitlichen Abständen führt der Proband eine genau definierte Bewegung aus, etwa eine Daumenbewegung, und löst dabei durch Druck auf eine Taste einen elektrischen Impuls aus, der verzögert auf einer zweiten Spur des Magnetbandes mitgespeichert wird. Nach einer genügenden Anzahl von Bewegungen läßt man das Magnetband nun rückwärts ablaufen und gibt das kontinuierliche EEG in den Computer. Die ursprünglich verzögert gespeicherten Impulse dienen zur Auslösung des Computers, der nun das EEG von rückwärts über eine vorbestimmte Zeit aufnimmt und dann selbständig abschaltet. Bei jedem neuen Impuls addiert der Computer das am Magnetband gespeicherte EEG zu den bereits vorher eingegebenen. Das Ergebnis beinhaltet die gemittelten Hirnpotentiale vor, während und nach der Bewegung.

II.3 Versuchsanordnung und -durchführung

Während eines Versuches lag der Proband in einem bequemen Liegestuhl. Die Ableitung erfolgte mit in physiologischer Kochsalzlösung getränkten Oberflächenelektroden. Zur Fixierung

diente eine elastische Elektrodenhaube vom Typ Ediswan /6/. Wenn nicht eigens vermerkt, erfolgte die Ableitung unipolar präzentral kontralateral gegen das linke Ohr. Diese Ableitung wurde gewählt, da nach /2/ dabei die Hirnpotentiale den größten Wert haben. Über einen Vorverstärker wurde das EEG des Probanden mit einem Hellige-Neuroscript registriert und nach erneuter Vorverstärkung am Magnetband [1] gespeichert. Der Proband hatte während des Versuchs die Augen geschlossen; es wurde darauf geachtet, daß alle unnötigen Belästigungen von ihm abgehalten wurden. In zeitlichen Abständen, welche der Versuchsperson selbst überlassen, aber größer als die Analysenzeiten waren, betätigte sie mit dem Daumen eine Taste. Dieser Tastendruck stellte die Willkürbewegung dar. Dabei wurde am Impulsgerät (III) ein genormter Impuls ausgelöst, der mit einer festgelegten Verzögerung auf der zweiten Spur des Magnetbandes gespeichert wurde. Zur Bestimmung des Zeitintervalls vom Auftreten der ersten Muskelpotentiale bis zur Auslösung des Triggerimpulses wurden am Daumen Oberflächenelektroden angebracht. Über den EEG-Verstärker konnten die Muskelpotentiale am EEG-Schreiber mitregistriert werden.

Zur Gewinnung der Ergebnisse wurde das am Magnetband gespeicherte EEG von rückwärts in das Auswertgerät [2] gegeben. Die in der Regel um 2 sec verzögert gespeicherten Impulse lösten dieses aus. Die Analysenzeit wurde dann zu 4 sec festgelegt.

Das Ergebnis der aufsummierten EEGs wurde photografisch festgehalten. Abb. 1 zeigt das Blockschaltbild der Versuchsanordnung. Die Einstellungen am Helligegerät und am Magnetband wurden so so gewählt, daß die Eichkurve von 50 μV am Magnetbandausgang 1 Volt betrug. Dies entsprach einer Verstärkung von $20 \cdot 10^3$.

1) Magnetbandspeicher SABA 6100, Modell PJ 6104

2) Data retrieval Computer, Modell 7100, Nuclear Chicago

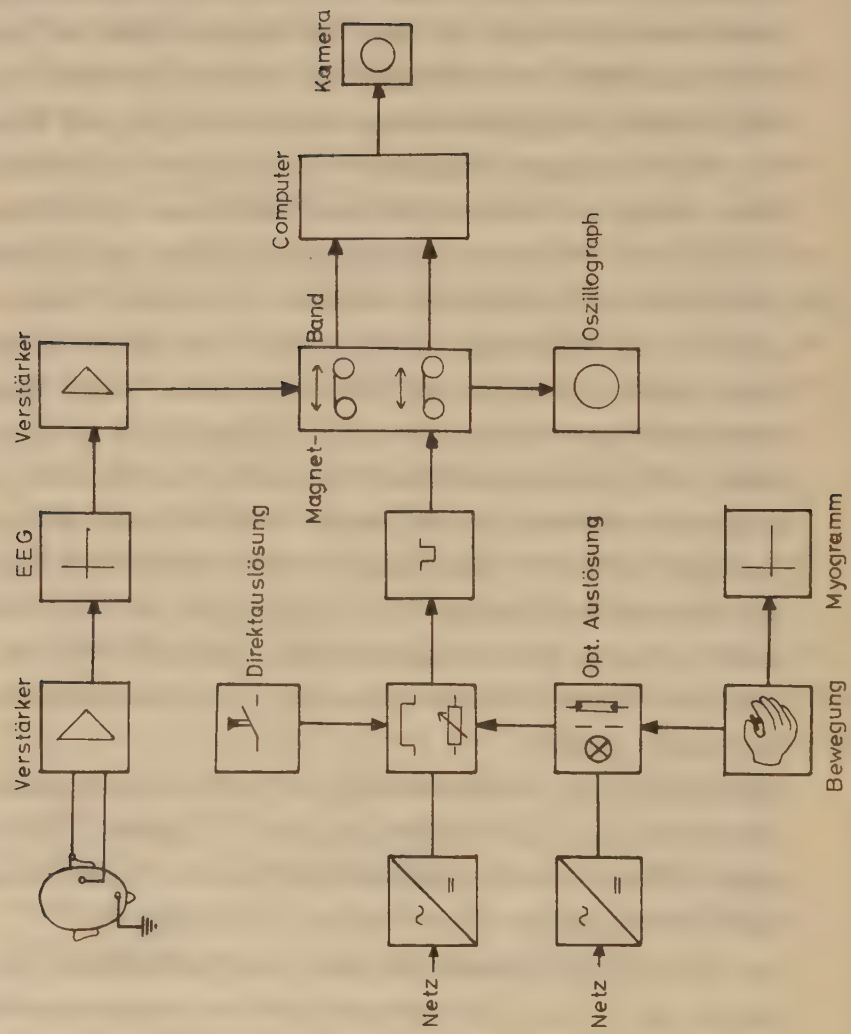

Abb. 1 Versuchsanordnung - Blockschaltbild

III Steuergerät für die halbautomatische Aufzeichnung von Elektroencephalogrammen

III.1 Allgemeines

Die Art der Analyse des zeitlichen Verlaufs der Gehirnströme durch Mittelwertbildung über ein größeres Kollektiv von Einzelvorgängen erfordert eine zeitliche Markierung des einzelnen Meßzyklus. Außerdem müssen diese Zeitmarken synchron zu einer bestimmten Phase des Bewegungsablaufs und damit synchron zu einem markanten Punkt innerhalb des zeitlichen Ablaufs des Gehirnstrombildes liegen. Erst dadurch wird eine rationelle Auswertung von Signalgruppen ermöglicht, die infolge der Art der Versuchsdurchführung im allgemeinen in unregelmäßigen Intervallen gemessen und aufgezeichnet worden sind. Unter den prinzipiell existierenden Möglichkeiten erschien es am sinnvollsten, die mit dem zu untersuchenden Elektroencephalogrammen verbundenen Muskelbewegungen direkt zur Herstellung eines Markierungsimpulses (z.B. durch Betätigung einer Taste) auszunützen und diese Zeitmarken synchron zum Gehirnstromverlauf auf der zweiten Spur eines Magnetbandgerätes zu registrieren.
Da der Gehirnstromverlauf nur in der zeitlichen Umgebung der Muskelbetätigung, d.h. vor, während und nach der eigentlichen Bewegung analysiert werden soll, besteht weiter die Forderung, diesen Synchronisationsimpuls, der schließlich zur Triggerung des Auswertgerätes dienen soll, je nach den Versuchsbedingungen in reproduzierbaren Stufen zu verzögern. Dabei ist zu beachten, daß bei der Wiedergabe der gespeicherte Impuls durch die Umkehrung der Laufrichtung des Bandgerätes die aufgezeichneten Meßwerte in ihrer zeitlichen Reihenfolge invert wiedergegeben

werden. Dadurch eilt der ursprünglich verzögerte Impuls dem zu analysierenden Signal voraus und triggert das Auswertgerät in der Weise, daß die durch die Gerätedaten gegebene Analysenzeit optimal zur Erfassung des unmittelbar mit der Bewegung verbundenen Gehirnstromverlaufs ausgenützt werden kann. Außerdem ist sichergestellt, daß die Einzelvorgänge eines Kollektivs, über die die Mittelwertbildung erfolgt, zueinander exakt synchron liegend in die Mittelwertbildung eingehen, auch wenn sie ursprünglich in variablen zeitlichen Abständen aufgenommen wurden.

Um eine einwandfreie Auslösung des Auswertgerätes zu erzielen, waren außerdem bestimmte Anforderungen hinsichtlich Amplitude, Pulsdauer, Polarität und Flankensteilheit des Triggerimpulses zu erfüllen.

Zur Vermeidung von Fehlergebnissen durch Kriechströme von der durch die Versuchsperson zu betätigenden Taste über die Körperoberfläche zu den EEG-Elektroden erwies es sich bei der Versuchsdurchführung als erforderlich, die Apparatur zur Erzeugung des Triggerimpulses vollkommen galvanisch von der Versuchsperson und damit vom Elektrodenkreis zu trennen.

Um die geschilderten Anforderungen an die zur Markierung erforderlichen Synchronisationsimpulse zu erfüllen, wurde das nachstehend beschriebene Steuergerät entwickelt. Abb. 2 zeigt den Schaltplan des Steuergerätes.

Zur galvanischen Trennung der Versuchsperson vom Elektrodenkreis erfolgte die mechanische Ansteuerung über eine Optoelektrische Taste. Die Stromversorgung des Lampenkreises erfolgt über einen getrennten Netzteil. Der von der Auslösetaste gelieferte Impuls wird zur Ansteuerung eines monostabilen Multivibrators mit veränderlicher Verzögerungszeit benützt. Zugleich besteht die Mög-

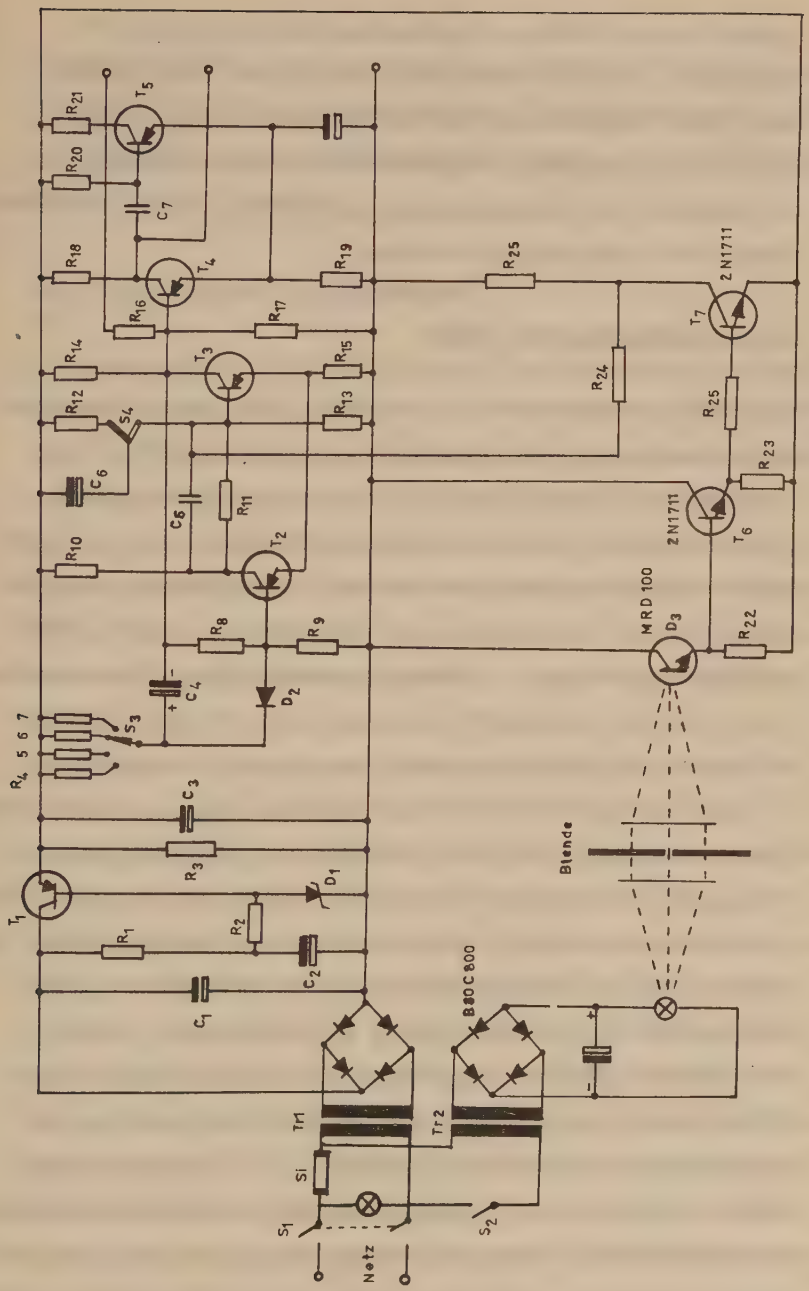

Abb. 2 Steuergerät für die halbautomatische Aufzeichnung von Elektroencephalogrammen - Schaltplan

lichkeit einer direkten Ansteuerung über eine Taste für Prüfzwecke. Die vom Monovibrator verzögerte Abfallflanke wird einer Impulsformerstufe zur Aufbereitung des am Ausgang des Steuergerätes abgreifbaren Synchronisationsimpulses benützt. Die Stromversorgung erfolgt aus einem getrennten elektrisch stabilisierten Netzteil.

III.2 Optoelektrische Taste

Wie bereits oben erwähnt wurde, ergab sich bei den Versuchen die Notwendigkeit, den Steuerkreis galvanisch völlig vom Elektrodenkreis abzutrennen, um das Gehirnstrombild nicht durch zusätzliche Kriechströme zu verfälschen. Die zu diesem Zweck aufgebaute Steuertaste beruht auf der mechanischen Betätigung eines photographischen Verschlusses, der den Lichtstrom einer Glühlampe zu einem photoelektrischen Sensor kurze Zeit (1/125 sec) freigibt und wieder unterbricht. Die Stromversorgung der Glühlampe erfolgt aus Stabilitätsgründen aus einem getrennten Netzüberträger. Außerdem ist es erforderlich, die Versorgungsspannung der Glühlampe mit Rücksicht auf die anliegende Netzfrequenz in einer Brückengleichrichterschaltung gleichzurichten und mit einem zusätzlichen Siebkondensator zu glätten. Der auf diese Weise von Welligkeit befreite Lichtstrom trifft beim Auslösevorgang den Photosensor. Während der Versuche wurde das ursprünglich verwendete Solarelement BPY 45 durch einen Phototransistor MRD 100 ersetzt, um die Zuverlässigkeit der Anlage zu erhöhen. Die mit diesem Bauelement weit niedriger liegende Photostromausbeute wurde durch Zwischenschaltung eines zweistufigen Transistorschaltverstärkers ausgeglichen. Die beiden Transistoren T_6 und T_7 in Gleichstromkopplung verstärken dabei die am Phototransistor auf-

tretende Schaltspitze auf einen zur sicheren Ansteuerung des Verzögerungsgliedes notwendigen Wert. Der Steuerimpuls wird am Kollektor von T_7 abgegriffen und über R_{24} dem monostabilen Multivibrator zugeführt.

III.3 Monostabiler Multivibrator

Im monostabilen Multivibrator, der von den beiden Transistoren T_2 und T_3 gebildet wird, erfolgt die vorwählbare Verzögerung des Auslöseimpulses. Man versteht unter einer solchen Anordnung eine Kippschaltung, die zunächst durch einen Ansteuerimpuls aus ihrer stabilen Lage in einen labilen Schaltzustand gebracht werden kann. Nach Ablauf eines bestimmten Zeitintervalls kippt die Schaltung in ihre ursprünglich stabile Lage zurück. Kennzeichnend für derartige Flip-Flop-Schaltungen ist die Eigenschaft, daß immer einer der beiden Transistoren gesperrt ist und der andere Transistor stromführend ist. Bei der Dimensionierung der Schaltung ist auf diese Bedingung zu achten, da sonst die Kippstufen zur Labilität neigen. So ist bei der vorliegenden Anordnung im stabilen Zustand der Transistor T_2 stromdurchflossen, weil seine Basis auf negativem Potential liegt. Am Widerstand R_{10} liegt daher die volle Versorgungsspannung. Der Transistor T_3 ist daher bei geeigneter Wahl von R_{13} sicher gesperrt. Gelangt jedoch über R_{24} ein negativer Steuerimpuls zur Basis dieses Transistors, so wird durch den Spannungsabfall an R_{14} der Transistor T_2 über R_8 in den Sperrzustand gesteuert. Die endgültige Durchsteuerung wird über R_{11} ermöglicht. Während im stabilen Zustand der die Zeitkonstante bestimmende Ladekondensator auf die im Schaltbild angegebene

Polarität aufgeladen ist -über R_{14} und die Diode D_2- wird jetzt der Kondensator entladen. Dabei bestimmt die Widerstandsanordnung R_4 - R_7 den Entladestrom und damit die Zeitkonstante, d.h. die Verzögerungszeit des monostabilen Multivibrators. Durch die Wahl der Kapazität des Ladekondensators und durch die Dimensionierung dieser Widerstände kann daher die Verzögerungszeit in weiten Grenzen variiert werden. Beim Versuchsbetrieb erwiesen sich die Zeiten 4 sec, 2 sec, 1 sec, 1/2 sec als zweckmäßig. Nach erfolgter Entladung gelangt über D_2 negatives Potential an die Basis von T_2 und die Schaltung kippt in den stabilen Zustand zurück. Zusätzlich ist es möglich, eine direkte Auslösung über die Taste S_4 zu Prüfzwecken durchzuführen. Die Ansteuerung über die Ladung eines Kondensators C_6 bietet den Vorteil, daß die Schaltung zurückkippt, auch wenn die Taste S_4 weiter gedrückt wird.

III.4 Impulsformerstufe

Um den zur Triggerung des Auslösegerätes erforderlichen Impuls zu erhalten, wird die Abfallflanke des verlängerten Impulses zur Ansteuerung einer Impulsformereinheit benützt. Zweckmäßigerweise erfolgt die Aufbereitung eines derartigen Impulses wieder mit einer monostabilen Kippstufe. Sie besteht aus den Transistoren T_4 undT_5. Beim Zurückkippen des ersten monostabilen Multivibrators läßt sich am Kollektor von T_3 eine negative Impulsflanke abgreifen und zur Ansteuerung von T_4, der im stabilen Zustand gesperrt ist, heranziehen. Die Wirkungsweise dieser Kippstufe ist der oben beschriebenen sehr ähnlich. Die fest eingestellte Zeitkonstante ist schaltungsmäßig durch die RC-Reihenschaltung von R_{20} und C_7 realisiert. Am Kollektorwiderstand von T_5 erscheint

der zur Triggerung des Auswertgerätes erforderliche Impuls mit den gewünschten Eigenschaften.

III.5 Elektronisch stabilisiertes Netzteil

Die Stromversorgung der beiden Kippstufen erfolgt aus einem getrennten Netzteil. Dadurch werden Spannungsschwankungen, die unmittelbar in die Verzögerungszeiten bzw. Impulslängen eingehen würden, vermieden. Über einen Brückengleichrichter, der seine Niederspannung aus einem Netztransformator erhält, gelangt die Gleichspannung an die eigentliche Stabilisationsschaltung. Der Kondensator C_1 dient dabei zur Glättung der nach der Gleichrichtung noch vorhandenen Welligkeit. Die Wirkungsweise der im wesentlichen aus T_1 und D_1 bestehenden Anordung beruht darauf, daß sich der Spannungsabfall am Transistor immer so einstellt, daß die an R_3 auftretende Versorgungsspannung als Referenz dienende Zenerspannung von D_1 entspricht. Dabei dient C_2 als zusätzliche Siebung, während R_1 und R_2 die für die Zenerdiode erforderliche Strombegrenzung übernehmen. R_3 stellt eine Vorlast für die Schaltung dar und gewährleistet bei einem auftretenden Defekt in den nachfolgenden Kippschaltungen die Regelwirkung auch im Leerlauf. Da bei den Umschaltemomenten kurzzeitig der Laststrom den maximal zulässigen Zenerstrom übersteigen kann, ist am Ausgang des Stromversorgungsteiles ein weiterer Kondensator C_5 zur Übernahme dieser Spitzenbelastung vorgesehen.

IV Material

Als Versuchspersonen standen ausschließlich Kollegen des Verfassers zur Verfügung; das durchschnittliche Alter betrug 25 Jahre. Bei keinem Probanden wurden irgendwelche Besonderheiten am EEG festgestellt. Jede Versuchsperson wurde vor Beginn der Versuche über Ablauf und Ziel unterrichtet, um jede Aufregung oder Spannung zu vermeiden.

V Ergebnisse

V.1 Bewegungsbeginn

Um den Zeitpunkt des Bewegungsbeginns genau festzulegen, wurden bei den Versuchspersonen am Daumen Oberflächenelektroden angebracht und das Aktogramm am Helligegerät mitregistriert. Abb. 3 zeigt, daß bei schnellem Drücken vom ersten Auftreten eines Potentials bis zur Auslösung der optischen Taste t_d = 0,08 sec vergehen. Die Flanke des Impulses, welche den Computer auslöst, erscheint nach der optischen Auslösung um 2,05 sec verzögert, so daß bei der Rückwärtsanalyse der Bewegungsbeginn zu t_g = 2,13 sec festgelegt ist.
Abb. 4 zeigt das entsprechende Ergebnis, wobei der Proband die Taste langsam drückte; hier ist t_d = 0,5 sec und t_g = 2,6 sec. Einen besonders extremen Fall zeigt Abb. 5 : hier hat die Versuchsperson Ch. R. nach jeder Bewegung den Daumen von der Taste genommen. t_d setzt sich hier zusammen aus der Zeit, die Taste zu erreichen und zu drücken.

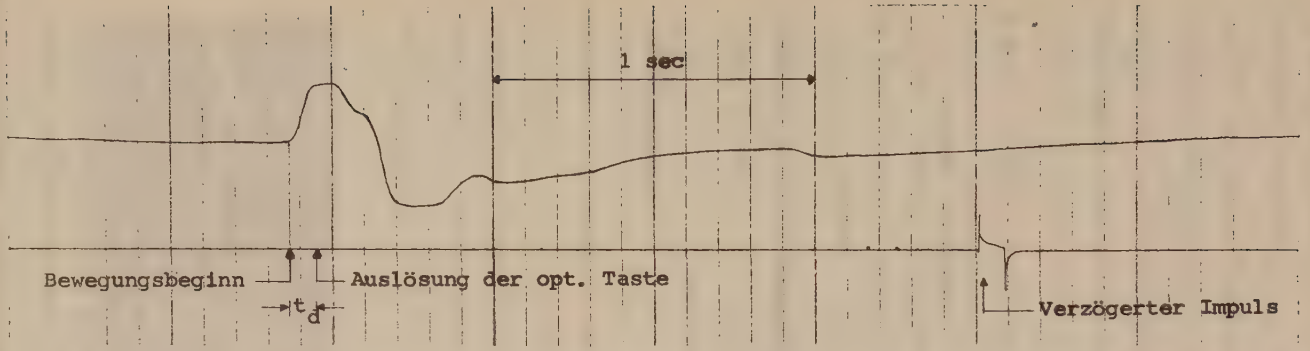

Abb. 3 Aktogramm bei schneller Betätigung der optischen Taste

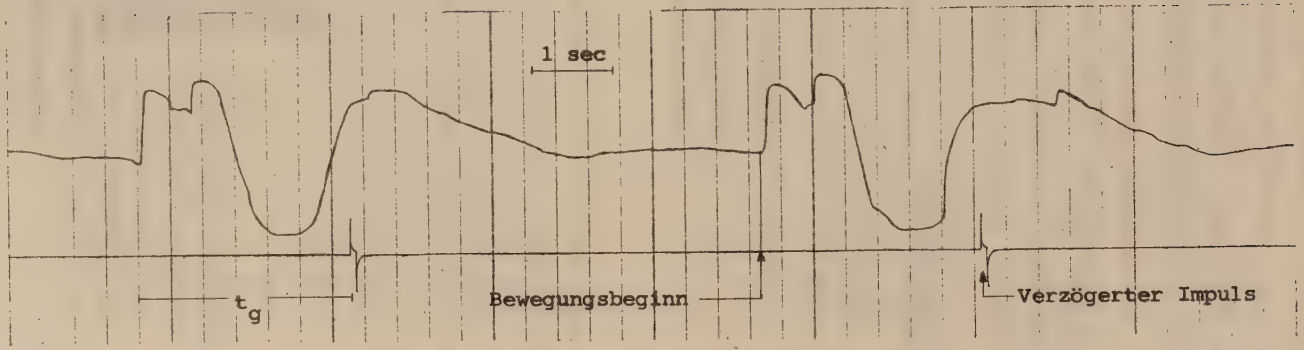

Abb. 4 Aktogramm bei langsamer Betätigung der optischen Taste

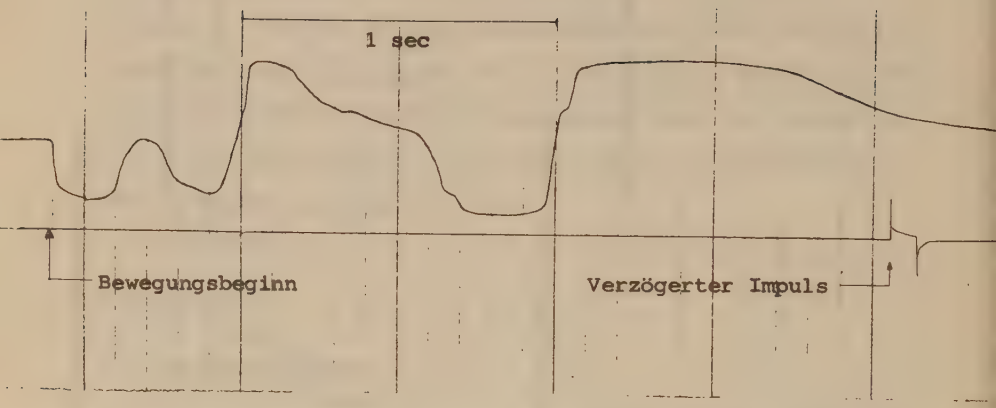

Abb. 5 Aktogramm der Versuchsperson Ch. R., die nach jeder Bewegung den Daumen von der Taste nahm. Impulsverzögerung 2,05 sec

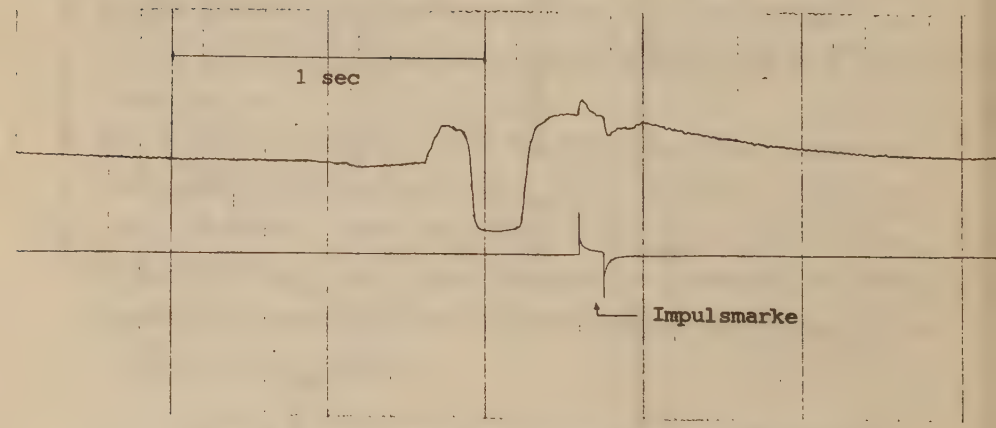

Abb. 6 Aktogramm, aufgenommen durch Betätigung der elektrischen Taste. Durch galvanische Kriechströme ist die Impulsmarke am Aktogramm sichtbar.

Um möglichst genaue Resultate zu erhalten, wurden die Versuchspersonen angewiesen, die Taste gleichmäßig zu drücken. Dies ist jedoch über lange Versuchszeiten nicht möglich. Daher wurde der Bewegungsbeginn durch die am öftesten auftretende Zeit t_g festgelegt und in den Abbildungen der gemittelten Hirnpotentiale durch einen Pfeil angezeigt. Die stets vorhandene Streuung um diesen Wert wurde durch ein bestimmtes Zeitintervall angegeben. Weiter zeigte sich anfänglich bei einigen Versuchen, daß die Impulsmarke bei Betätigung der Direktauslösung mit einer elektrischen Taste am Aktogramm ebenfalls in Erscheinung trat Abb. 6. Um ganz sicher zu gehen, daß solche galvanischen Kriechströme vermieden werden, die auch am EEG auftreten können und so das Ergebnis verfälschen, wurde die optische Taste entwickelt.

V.2 Analysenzeit

Um erste Informationen über den Einfluß von Willkürbewegungen zu erhalten, wurden die gemittelten Hirnpotentiale über ein Zeitintervall von 8 sec aufgenommen, wobei die Impulsverzögerung 4 sec betrug. Dabei zeigten sich deutliche Potentialschwankungen zur Zeit der Bewegung Abb. 7.

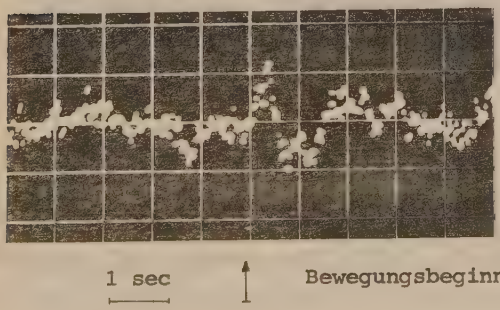

Abb. 7

Gemittelte Hirnpotentiale über 100 Bewegungen; Analysenzeit 8 sec Versuchsperson F.B.

In Abb. 8 und 9 ist das gemittelte EEG zerlegt in den Zeitraum vor und nach der Bewegung. Abb. 8 zeigt, daß bereits vor Bewegungsbeginn ein kontinuierlicher Anstieg im gemittelten EEG in negativer Richtung auftritt, der nach Bewegungsbeginn in eine steile positive Flanke übergeht. Abb. 9 zeigt das gemittelte EEG nach der Bewegung; die Kurve geht wieder auf einen konstanten Wert zurück.

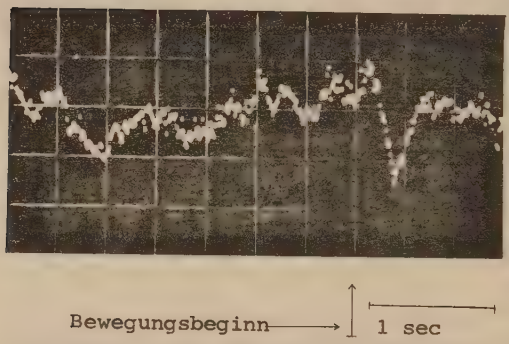

Abb. 8

Bereits ca. 2 sec vor Bewegungsbeginn tritt ein kontinuierlicher Anstieg in negativer Richtung auf;
85 Bewegungen
Impulsverzögerung 1 sec

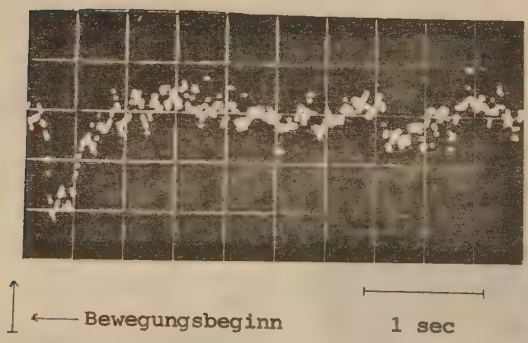

Abb. 9

Gemittelte Hirnpot. aufgenommen über 4 sec nach Bewegungsbeginn;
85 Bewegungen
Verzögerung 4 sec

Für alle weiteren Versuche ergibt sich als wichtige Voraussetzung das Resultat, daß eine Analysenzeit von 2 sec vor und 2 sec nach Bewegungsbeginn in der Regel ausreichend sein dürfte. Dadurch wird die Versuchszeit und damit die Belastung der Versuchsperson herabgesetzt.

V.3 Bulbusbewegung

In einem weiteren Versuch wurde der Proband aufgefordert, gleichzeitig mit der Handbewegung eine Bulbusbewegung auszuführen. Die Mittelung über nur 20 Bewegungen zeigt Abb. 10; das Signal der Versuchsperson beträgt hier 28 µV, während es ohne Bulbus bewegung, ebenfalls über 20 Bewegungen gemittelt, 10 µV betrug Abb. 11.
Der Einfluß der Augenbewegung ist so stark, daß im folgenden jede Versuchsperson angewiesen wurde, während des Tastendrückens jegliche Bulbusbewegung zu unterlassen.

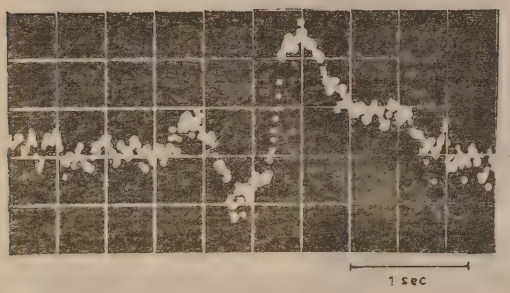

Abb. 10
Gemittelte Hirnpot. über 20 Bewgungen bei gleichzeitiger Bulbusbewegung; Vers.Pers. G.H.

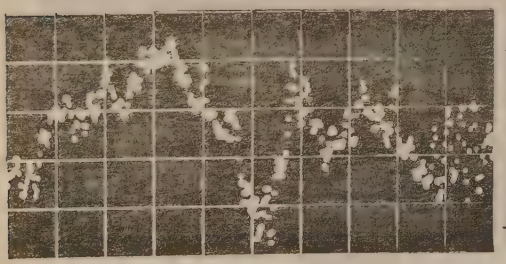

Abb. 11
Gemittelte Hirnpot. über 20 Bewegungen ohne Bulbusbewegungen; Vers. Pers. G.H.

V.4 Signal-Störverhältnis

Nach den Überlegungen des Mittelungsverfahrens (II.1) wird mit zunehmender Zahl der Summationen das Signal-Störverhältnis um den Wert $\sqrt{N}$ verbessert. Um dies für unsere Versuchsanordnung

zu zeigen, wurden bei einer Versuchsperson die Hirnpotentiale unter dem Einfluß einer Bewegung (Tastendruck) aufsummiert. Dabei wurde die Anzahl der Bewegungen schrittweise erhöht Abb. 12 - Abb. 17.

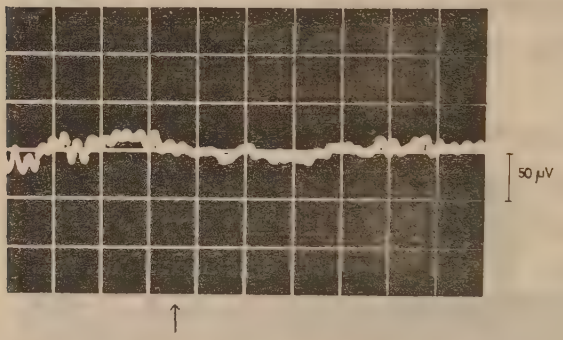

Abb. 12
Eine Bewegung

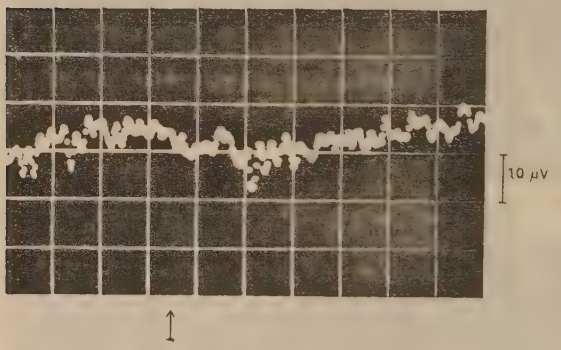

Abb. 13
5 Bewegungen

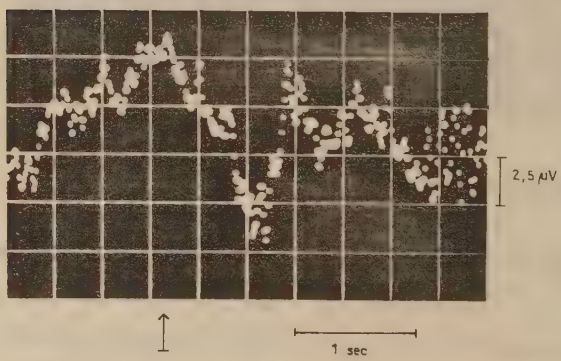

Abb. 14
20 Bewgungen

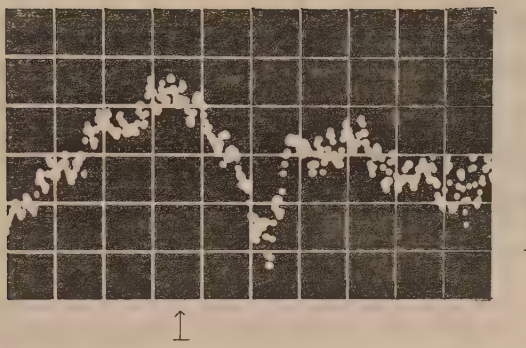

Abb. 15

50 Bewegungen

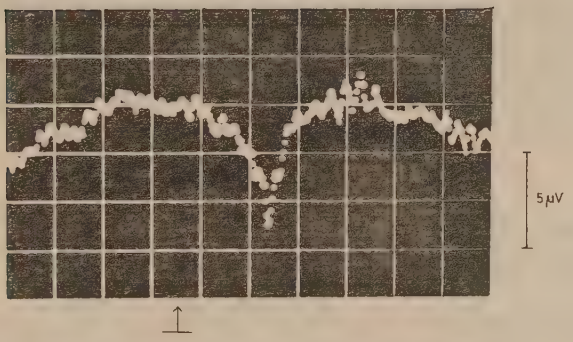

Abb. 16

100 Bewegungen

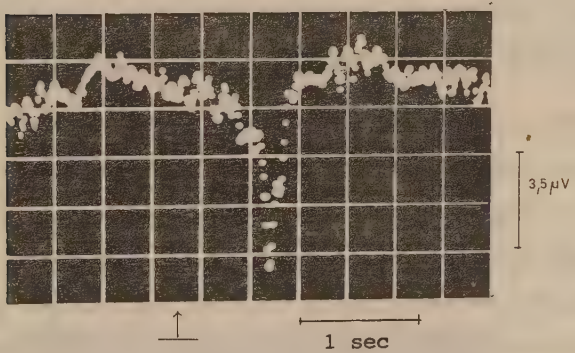

Abb. 17

150 Bewegungen

Abb. 12 - Abb. 17

Gemittelte Hirnpotentiale der Versuchsperson G.H. über eine verschiedene Anzahl von Bewegungen; Analysenzeit 4 sec, mittlere Schwankung am EEG-Schreiber 12 µV.

Um eine gewisse Aussage machen zu können, sei der positive Abfall nach Bewegungsbeginn als Signal angenommen. Die Schwankungen um die jeweilige Funktion wurde zeichnerisch aus den Abbildungen entnommen. Tabelle 1 zeigt die Zusammenstellung der interessierenden Werte.

Tabelle 1

Impulszahl N	$\sqrt{N}$	Signal/N µV	Streuung/N µV	Signal/Streuung
1	1	15	15	1
5	2,24	10.	5	2
20	4,48	10	2	5
50	7,07	8	1	8
100	10	6,25	0,6	10
150	12,23	6,6	0,5	13

Trotz der groben Abschätzungen ergibt sich für den Quotienten Signal/Streuung eine gute Übereinstimmung mit dem Wert $\sqrt{N}$.

Durch die Rückwärtsanalyse ist die Messung von 1 Impuls am Ende des Versuchs aufgenommen, während die 150 Impulse auch die Ergebnisse zu Beginn beinhalten. Demnach nimmt also die Größe des Signals mit fortschreitender Versuchsdauer zu. Weiter entnimmt man den Abbildungen 12 - 17, daß bei der Versuchsperson G.H. schon ab 50 Bewegungen sich das Signal deutlich von den Störungen abhebt.

Das schrittweise Erhöhen der Impulszahlen bei der Versuchsperson W.P., welche während des gesamten Versuchs sehr gleichmäßig die Taste drückte, zeigen die Abbildungen 18 - 22 und Tabelle 2. Die mittleren Schwankungen am EEG-Schreiber betrugen 15 µV. Auch hier genügen bereits ca. 60 Bewegungen zum deutlichen Hervortreten des Signals. Mit zunehmender Versuchsdauer wird das Signal/N ebenfalls größer.

Tabelle 2

Impulszahl N	$\sqrt{N}$	Signal/N µV	Streuung/N µV	Signal/Streuung
20	4,48	12,5	3	4,2
40	6,32	11,8	2	5,9
60	7,75	9,5	1,3	7,3
100	10	9,5	1	9,5
150	12,23	8	0,7	11,4

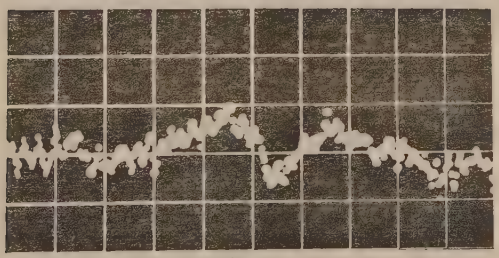

Abb. 18
20 Bewegungen

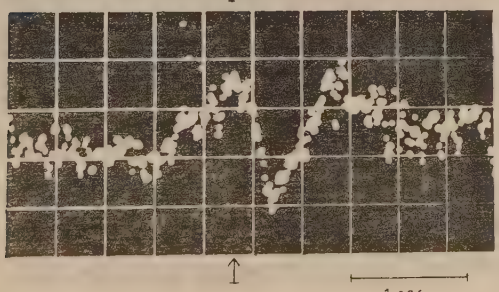

Abb. 19
40 Bewegungen

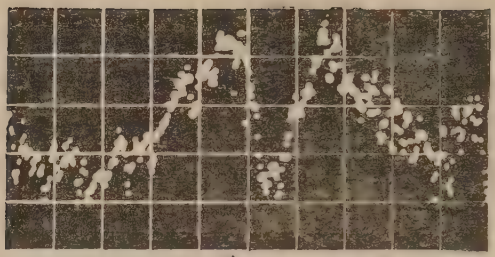

Abb. 20

60 Bewegungen

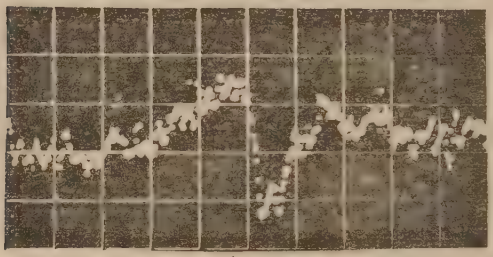

Abb. 21

100 Bewegungen

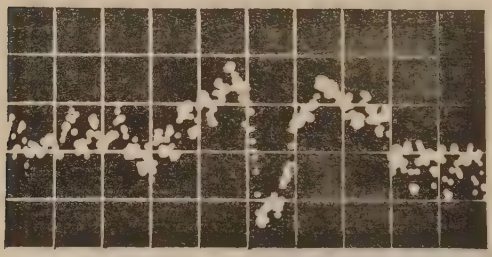

Abb. 22

150 Bewegungen

Abb. 18 - Abb. 22

Hirnpotentiale der Versuchsperson W.P., gemittelt über verschiedene Anzahl von Bewegungen, mittlere Schwankung am EEG 15 µV; Analysenzeit 4 sec.

Bei den bisher angeführten Versuchspersonen G.H. und W.P. waren Signal und Streuung einer einzelnen Bewegung in der gleichen Größenordnung. Dagegen zeigte das EEG der Versuchsperson B.H. am EEG-Schreiber eine mittlere Schwankung von 60 µV. Da nach späteren Ergebnissen das Signal für eine Bewegung 19 µV betrug, ergab sich für das Verhältnis Signal/Streuung der Wert 1/3.

Durch die großen Spontanschwankungen sind viel mehr Summationen notwendig, um das Signal eindeutig hervortreten zu lassen Abb. 23- Abb. 26.

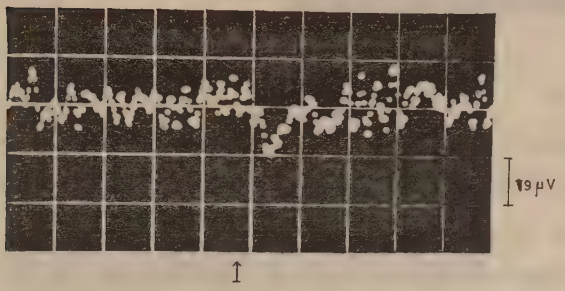

Abb. 23

50 Bewegungen

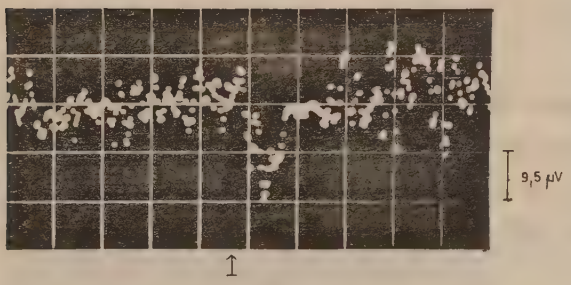

Abb. 24

100 Bewegungen

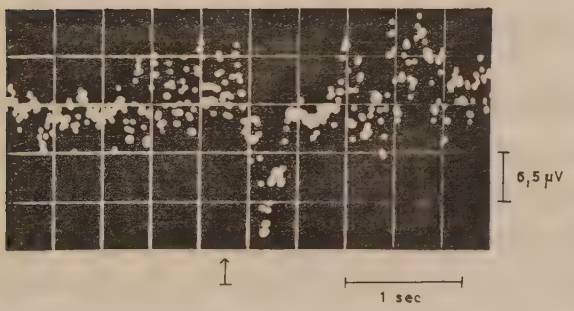

Abb. 25

150 Bewegungen

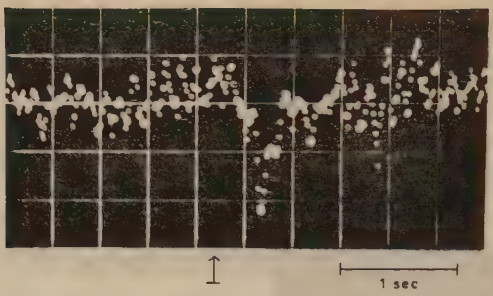

Abb. 26

250 Bewegungen

Abb. 23 - Abb. 26

Gemittelte Hirnpotentiale der Versuchsperson B.H. bei verschiedener Anzahl von Bewegungen; durchschnittliche Streuung am EEG-Schreiber 60 µV.

Es sind höhere Impulszahlen notwendig, um das Signal deutlich hervortreten zu lassen. Das Signal bleibt über alle Versuche konstant 19 µV.

In allen weiteren Versuchen wurde die Impulszahl mit den Schwankungen am EEG-Schreiber abgestimmt. Je nach Versuchsperson reichen 50 - 100 Bewegungen in der Regel aus, um über den Einfluß von Willkürbewegungen auf das EEG Aussagen machen zu können.

V.5 Kontra- und ipsilaterale Ableitung

Die Unterscheidung der Hirnpotentiale von Willkürbewegungen bei kontra- und ipsilateraler Ableitung ist mit unserer Versuchsanordnung in einem einzigen Versuch nicht möglich; denn unser Magnetband besitzt nur zwei Spuren, wovon die eine für die Impulsmarke benötigt wird. Um trotzdem eine Aussage machen zu können, führte die Versuchsperson ohne Veränderungen an den Elektroden die Bewegung einmal mit der linken, dann mit der rechten Hand aus.

Abb.27 zeigt die summierten Hirnpotentiale beim Drücken mit der rechten Hand (kontralaterale Ableitung). Das Signal beträgt 17 µV gemittelt über 200 Bewegungen. Beim Drücken mit der linken Hand (ipsilaterale Ableitung) beträgt das Signal 14 µV, ebenfalls über 200 Bewegungen gemittelt.Abb 28.

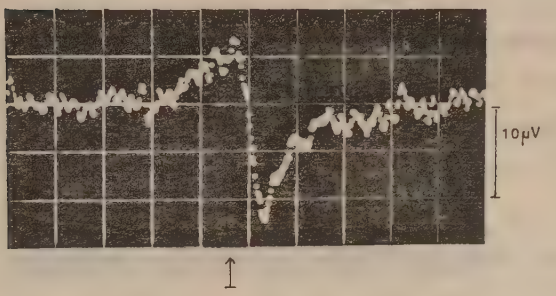

Abb. 27
Gemittelte Hirnpot.
bei kontralat. Ableitung
200 Bewegungen,
Vers. Pers. W.G.

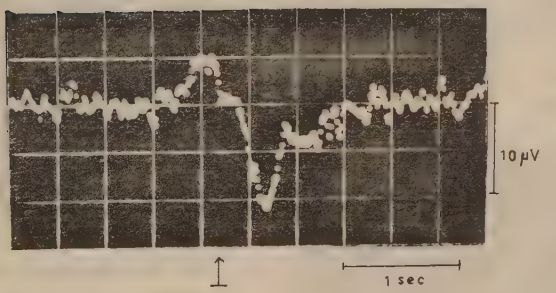

Abb. 28
Ipsilaterale Ableitung
200 Bewegungen
Vers. Pers. W.G.

Es zeigt sich also bei kontralateraler Ableitung ein größeres Hirnpotential als bei ipsilateraler Ableitung. Die Reproduzierbarkeit ist aber nach V.6 nicht so gut, daß diesem Ergebnis nach unserem Versuch volle Gültigkeit zugesagt werden kann.

V.6 Reproduzierbarkeit

Alle Summationen über eine bestimmte Anzahl von Bewegungen stellen einen Mittelwert der einzelnen Bewegung dar. Dabei ist nicht mehr zu unterscheiden, ob sich das Signal im Laufe des Versuchs ändert. Um zu ermitteln, wie sich bei einer Versuchsperson ohne jegliche äußere Veränderungen die Hirnpotentiale übere längere Zeit verhalten, wurde jeweils eine feste Anzahl von Bewegungen blockweise untersucht. Dies gibt gleichzeitig einen Anhaltspunkt über die Reproduzierbarkeit des Versuchs.

Abb. 29 - Abb. 34 zeigen blockweise aufgenommene Hirnpotentiale (jeweils 40 Bewegungen) der Versuchsperson W.P. in verschiedenen zeitlichen Abständen; dabei wurden keinerlei Veränderungen an der Anordnung vorgenommen.

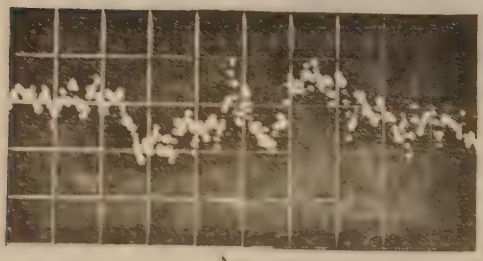

Abb. 29

Hirnpotentiale über 40 Bewegungen; der Proband war über Versuchsziel nicht aufgeklärt.
Signal 9,5 µV

Abb. 30

Versuch wie in Abb. 29; Proband war über Art und Ziel des Versuchs unterrichtet
Signal 12 µV

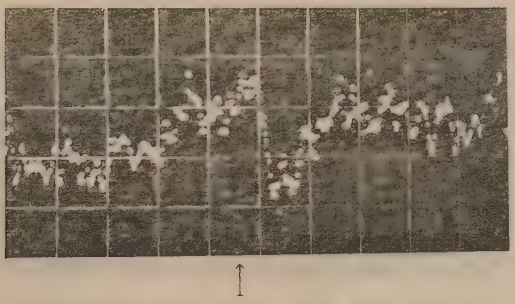

Abb. 31

Versuch wie in Abb. 30, aber 15 min später; Signal 10 µV

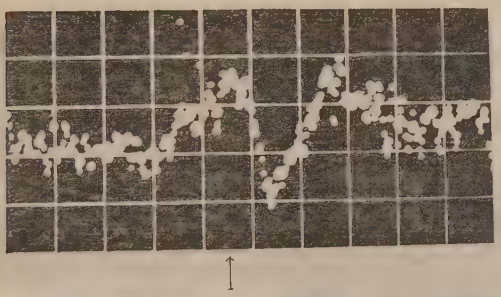

Abb. 32

Versuch wie in Abb. 30, aber 30 min später; Signal 12 µV

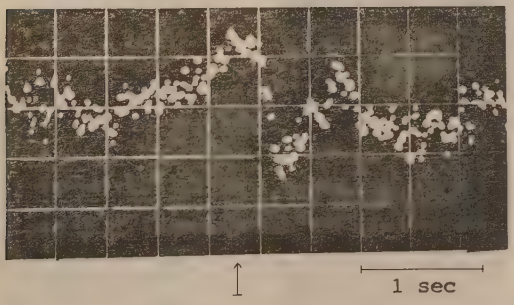

Abb. 33

Versuch wie in Abb. 30, aber 60 min später; Signal 12 µV

Aus den Abbildungen 29-33 ist zu entnehmen, daß die Größe des Signals zwischen 10 - 12 µV schwankt. Auch andere Einzelheiten, wie die verschiedenen Maxima und Minima stimmen gut überein, so daß wohl von einer hinreichenden Reproduzierbarkeit gesprochen werden darf. Lediglich der Versuch der Abb. 29 fällt aus der Reihe, jedoch war der Proband über Versuchsablauf und -ziel nicht unterrichtet.

Den Versuchsergebnissen von V.5 kann aber keine volle Gültigkeit zugesagt werden.

V.7 Gemittelte Hirnpotentiale von verschiedenen Versuchspersonen

Unter Berücksichtigung aller bisherigen Versuchsergebnisse wurden an verschiedenen Probanden die Hirnpotentiale bei Willkürbewegungen (Drücken der optischen Taste) untersucht Abb. 34-Abb. 53. Alle Ableitungen erfolgten präcentral-kontralateral, die Analysenzeit betrug jeweils 4 sec, die Impulsverzögerung 2 sec, das Punktintervall 10 msec. Der eingezeichnete Pfeil stellt den mittleren Bewegungsbeginn dar, die dazu senkrechte Strecke die Streuung.

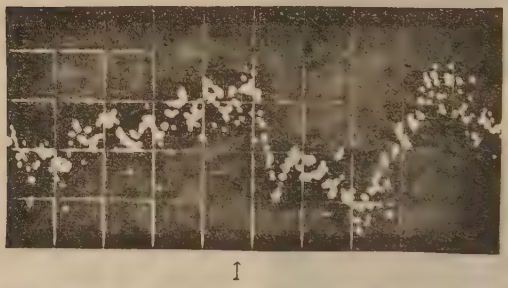

Abb. 34

Versuchsperson G.Sch.

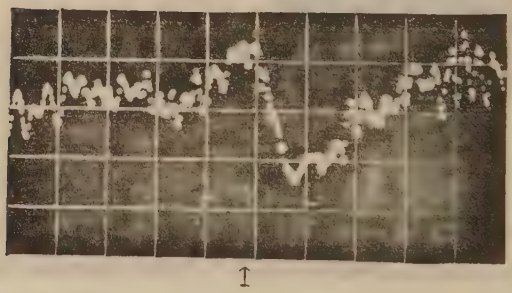

Abb. 35

F.H.

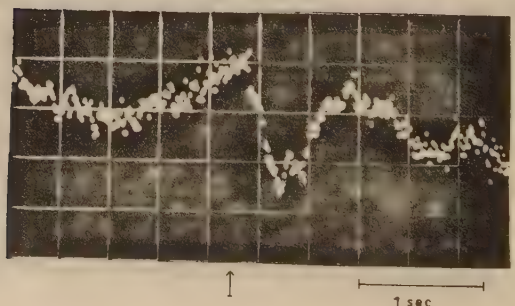

Abb. 36

K.K.

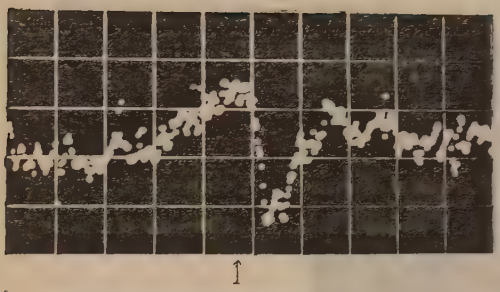

Abb. 37

W.P.

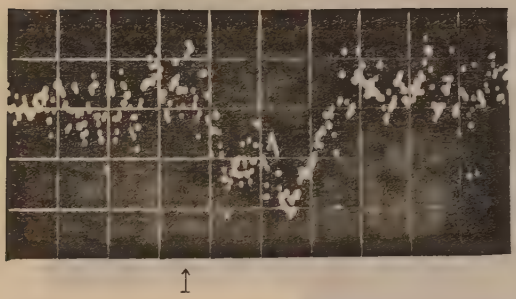

Abb. 38

H.E.

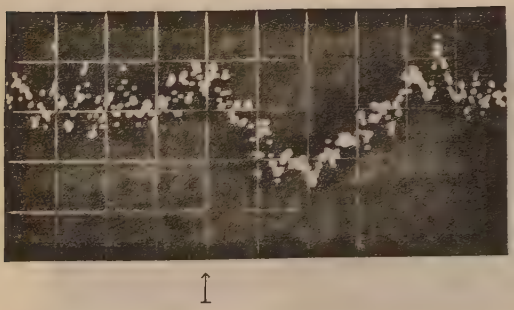

Abb. 39

W.H.

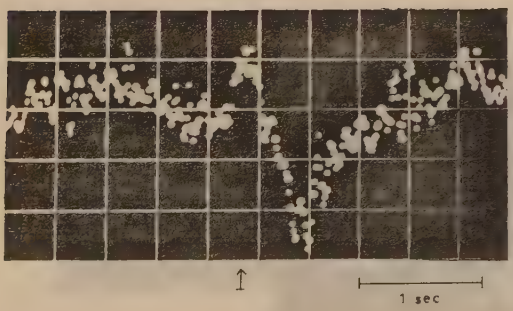

Abb. 40

B.F.

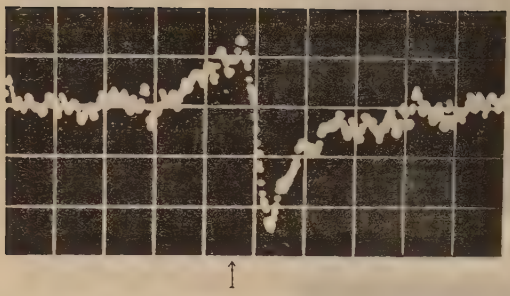

Abb. 41

W.G.

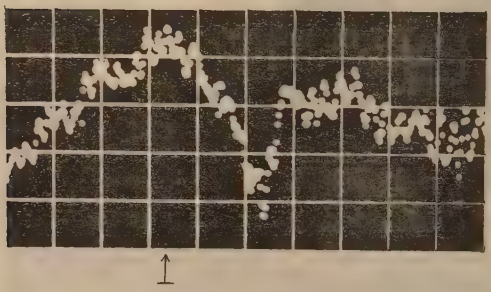

Abb. 42

G.H.

Abb. 43

L.M.

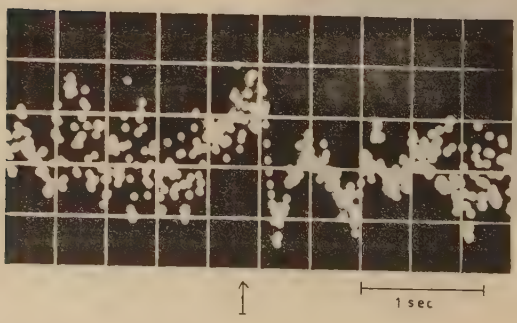

Abb. 44

P.F.

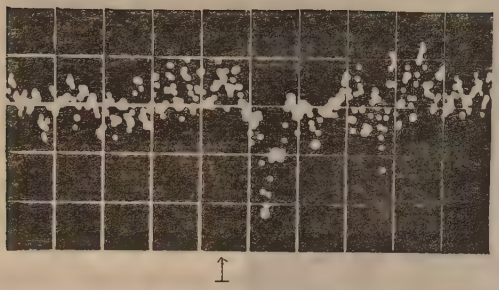

Abb. 45

B.H.

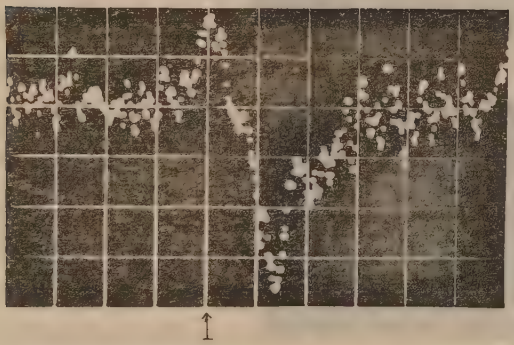

Abb. 46

A.S.

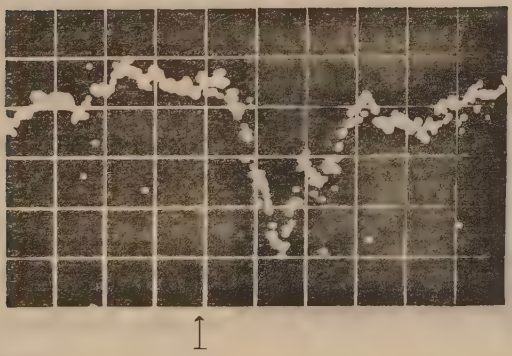

Abb. 47

Ch.R.

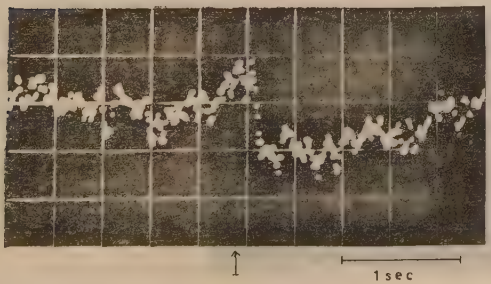

Abb. 48

P.N.

Abb. 49

F.G.

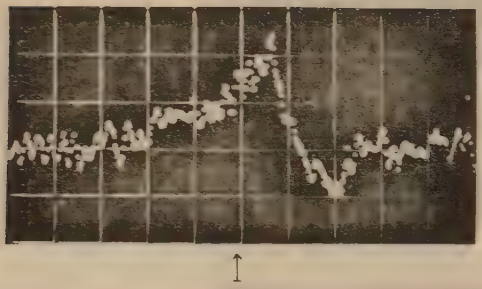

Abb. 50

B.F.

Abb. 51

F.M.

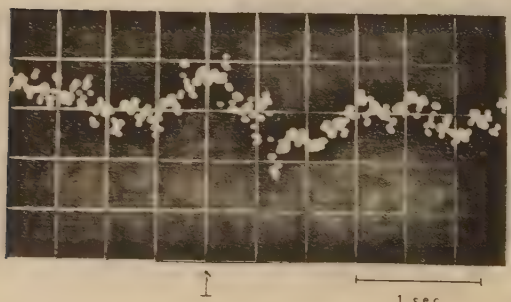

Abb. 52

J.W.

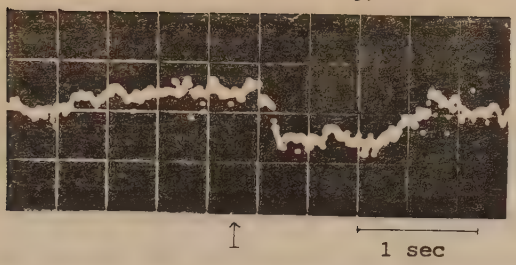

Abb. 53

R.R.

Abb. 34 - Abb. 53 Gemittelte Hirnpot. verschiedener Vers.Pers.

Allen Versuchsergebnissen sind einige markante Tatsachen eigen: Bereits vor Bewegungsbeginn tritt eine flache, kontinuierlich ansteigende Negativierung auf, die in der Regel den Zeitpunkt des Bewegungsbeginns überdauert. Der größte Wert dieser Negativierung sei als 1. Maximum bezeichnet. Dann folgt 80 - 130 msec nach Bewegungsbeginn eine steil abfallende Flanke zu positiven Werten, die 200 - 400 msec dauert. Die Anzahl µV zwischen 1. Maximum und folgendem Minimum der gemittelten Elektroencephalogrammen ist als Signal (Größe der Hirnpotentiale unter dem Einfluß einer Willkürbewegung) gedeutet. Das Verhalten der Kurve nach dem Erreichen des Minimums ist bei verschiedenen Versuchspersonen zwar unterschiedlich, doch lassen sich auch hier Gemeinsamkeiten finden. Fast durchwegs zeigt sich 300 - 700 msec nach Bewegungsbeginn ein kleineres 2. Maximum, dem 1 - 1,5 sec nach Bewegungsbeginn ein drittes Maximum folgt, das bei den verschiedenen Versuchspersonen unterschiedlich hoch ist und sogar wieder negative Werte annehmen kann.

Die Ergebnisse aller Versuchspersonen sind in Tabelle 3 zusammengestellt. Hierbei sind die Schwankungen am EEG-Schreiber angegeben, dann die Impulszahlen, weiter die als Signal gedeutete steile positive Welle in µV und die Schwankungen um die summierten Hirnpotentiale.

Tabelle 3

Nr.	Vers. Pers.	Abb. Nr.	Schwankung am EEG µV	Impuls-zahl N	Signal µV	Schwankung um Funkt. µV	1.Max. msec	2.Max. msec	3.Max. sec	Beginn der Negat. sec	Flanke msec
1	G.Sch	34	15	50	17	4	85	300	1,6	1,6	200
2	F.H.	35	60	150	14,5	3,5	85	550	-	0,6	320
3	K.K.	36	20	100	9,5	1,5	110	490	1,1	1,1	280
4	W.P.	37	12	50	9,5	1,5	110	350	0,8	1,0	130
5	H.E.	38	45	200	8	3	80	600	1,5	1,1	220
6	W.H.	39	16	50	14	2,5	60	700	1,9	0,5	510
7	B.F.	40	50	130	10	1,5	90	-	0,9	0,4	380
8	W.G.	41	25	200	17	4	70	300	1,5	0,7	240
9	G.H.	42	20	50	8	1	130	750	1,4	1,2	700
10	L.M.	43	40	100	19	5	85	700	-	1,0	500
11	P.F.	44	35	100	9,5	5	80	500	1,1	0,9	130
12	B.H.	45	60	250	19	5	85	610	1,6	1,0	220
13	A.S.	46	30	130	14	2	0	720	-	0,6	500
14	Ch.R.	47	25	200	16,5	1,5	170	850	1,4	1,5	450
15	P.N.	48	15	50	8	2	70	380	-	0,8	170
16	F.G.	49	25	100	11,4	3	300	1200	2,0	0,7	720
17	B.F.	50	20	60	19	3	350	710	1,2	1,4	260
18	F.M.	51	16	43	17	1	100	470	1,0	1,0	300
19	J.W.	52	20	85	9	2	85	700	1,2	0,9	430
20	R.R.	53	20	65	19	2,5	130	750	1,6	1,6	170

Weiter enthält die Tabelle das Auftreten der drei Maxima, bezogen auf den Bewegungsbeginn, dann den Zeitpunkt, an dem bereits vor Bewegungsbeginn eine Negativierung auftritt (t_o) und schließlich die Zeitdauer der Signalflanke in msec.
Andere Maxima oder Minima, die bei einigen Versuchspersonen auftraten, wurden nicht als signifikant für den Einfluß von Willkürbewegungen auf die Hirnpotentiale gedeutet.

VI. Diskussion

Unsere Versuchsanordnung erlaubt gemittelte Hirnpotentiale über einen bestimmten Zeitraum im ungestörten Ablauf aufzunehmen, wobei die Zeit vor, während und nach der Bewegung umfaßt wird.
Schwierigkeiten bereitet die genaue Festlegung des Bewegungsbeginns. Einmal ist die Zeitspanne vom Auftreten der ersten Muskelpotentiale bis zur Auslösung der optischen Taste unbekannt, sodann variiert bei jeder Versuchsperson während eines Versuchs diese Zeit. Nur der Moment der Auslösung der optischen Taste ist bei jedem Bewegungsablauf ein genau festgelegter Zeitpunkt. Es erschien am zweckmäßigsten, durch gleichzeitige Registrierung der Muskelpotentiale den Bewegungsbeginn zurückzurechnen, wobei allerdings eine gewisse Schwankung gegeben ist. Die ursprüngliche Idee, die ersten Muskelpotentiale genügend zu verstärken und in einen genormten Impuls zur Ansteuerung des Auswertgerätes umzuformen, wurde fallen gelassen, da jede unbeabsichtigte, nicht kontrollierte Bewegung als Impuls verwertet würde und damit ein nicht interessierender und nicht synchroner EEG-Abschnitt in die Mittelwertbildung einginge.

Eine weitere Frage ist die Anzahl der Bewegungen, über die sinnvoll gemittelt wird. Ziel des Mittelungsverfahrens ist, durch Summation ein von Störungen verdecktes Signal hervortreten zu lassen. Daher richtet sich die Anzahl der Summationen einmal nach dem Signal-Störverhältnis und zum anderen danach, welche Potentialänderungen des Signals noch erfaßt werden solsen. In unseren Versuchen wurde der Abfall der Kurve in µV nach Bewegungsbeginn als Signal gedeutet. Die Hirnpotentiale von Willkürbewegungen zeigen aber auch andere Einzelheiten, welche kleiner sind als dieses angenommene Signal. Nach unseren Versuchen ergab sich für die Flanke ein Wert von 10 - 20 uV, also etwa die gleiche Größenordnung wie die Schwankungen am EEG-Schreiber; dadurch ergibt sich das Signal-Störverhältnis zu 1. Summiert man über 100 Bewegungen, so ist das Verhältnis um $\sqrt{N} = 10$ verbessert. Dadurch zeichnet sich aber nur das Signal eindeutig von den statistischen Schwankungen des jeweiligen gemittelten Elektroencephalogramm ab. Potentiale, die nur 10 % der Flanke betragen, liegen aber auch dann noch in der Größenordnung der Schwankungen, so daß über diese keine Aussage möglich ist. Es erscheint jedoch fraglich, ob diese kleinen Einflüsse (Signal = 1/10 der Schwankungen am EEG-Schreiber) untersucht werden sollen, da hierzu eine bedeutend höhere Bewegungszahl notwendig ist. Um für diese kleinen Signale wieder ein Signal-Störverhältnis von 10 zu erreichen, sind bereits 10 000 Bewegungen nötig. Mit der Länge der Versuchsdauer nehmen bei jeder Versuchsperson Konzentration und Ruhe ab. Dadurch werden die Bewegungen und die Reizantworten unterschiedlich, so daß keine gleichwertigen Versuchsergebnisse zu erwarten sind. Es erscheint sinnvoller, die Hirnpotentiale bei Willkürbewegungen

nicht bis zur letzten Genauigkeit zu untersuchen, sondern nur ihre markanten Tatsachen zu erkennen. Diese ergeben sich fast durchwegs bei 50 - 100 Bewegungen.

Die in V.7 an verschiedenen Versuchspersonen aufgenommenen Hirnpotentiale zeigen, daß bereits vor jeglicher Muskelaktivität eine kontinuierliche, langsam ansteigende Negativierung auftritt. Dieser negative Spannungsanstieg wird als Erwartungswelle /3, 7/ oder als Bereitschaftspotential /2/ bezeichnet. Er wird von Gilden /3/ als Bahnungsvorgang bei der Einleitung der Bewegung gedeutet. Dieses Bereitschaftspotential überdauert den Zeitpunkt des Bewegungsbeginns, worauf eine steile, positive Schwankung einsetzt. Die gemittelten Hirnpotentiale während der Bewegung sind mehrphasig. Unsere Ergebnisse bestätigen die Resultate von /2/ auch in ihren Größenordnungen. Die prämotorische Negativierung ist Ausdruck einer jeden Willkürbewegung und unabhängig von der Art der Bewegung, da ja die Bewegung noch gar nicht ausgeführt wurde und damit auch keinerlei Einfluß auf das EEG ausüben konnte. Ebenso dürfte auch die ca. 100 msec nach Bewegungsbeginn einsetzende Positivierung als Ausdruck der Entspannung /7/ davon unabhängig sein. Der weitere Verlauf der gemittelten Hirnpotentiale wird aber Ausdruck der Bewegungsart (Dauer, Kraftanstrengung usw.) sein. In den Hirnpotentialen der Versuchspersonen G.H. und W.P. nahmen im Laufe des Versuchs die Größen der Signale über 150 Bewegungen gemittelt zu, Tabelle 1 und 2. Kornhuber und Deecke /2/ fanden ein Abnehmen, was aber kein Widerspruch zu sein braucht; denn auch hier zeigte sich bei einer Versuchsperson zu Beginn ein Ansteigen der Potentiale und erst nach 500 Bewegungen eine Abnahme.

Die Ergebnisse stellen stets Mittelwerte dar und sind zusätzlich immer mit einer gewissen Unsicherheit behaftet. Einmal variieren sie von Proband zu Proband, sodann kann die Bewußtseinslage der Versuchsperson im Laufe eines Versuchs sehr unterschiedlich sein und endlich kommt als zusätzliche Fehlerquelle hinzu, daß der Reiz (hier die Willkürbewegung), dessen Einfluß untersucht werden soll, selbst eine große Ungenauigkeit aufweisen kann.

VII Zusammenfassung

Es wurde eine Versuchsanordnung zur Untersuchung von Hirnpotentialen unter dem Einfluß einer Willkürbewegung erstellt, der das Mittelungsverfahren mit Rückwärtsanalyse zugrunde lag. Gleichzeitig war die Entwicklung eines Impulsgerätes notwendig, welches genormte, verzögerbare Impulse zur Ansteuerung des Auswertgerätes lieferte. Als Bewegung wurde das Drücken einer optischen Taste gewählt, die gleichzeitig das Impulsgerät auslöste. Die Ableitungen erfolgten präcentral-kontralateral. Mit der Versuchsanordnung wurden die mathematischen Voraussetzungen des Mittelungsverfahrens nachgeprüft und auf unser Problem übertragen. Dabei waren durchschnittlich 50 - 100 Bewegungen ausreichend, um den Einfluß der Willkürbewegung am EEG deutlich hervortreten zu lassen. Die Analysenzeit umfaßte in der Regel 2 sec vor bis 2 sec nach der Bewegung. Die gemittelten Hirnpotentiale wurden von 20 Versuchspersonen aufgenommen. Dabei ergab sich bereits 0,5 - 1,5 sec vor Bewegungsbeginn eine flach ansteigende Negativierung, die 80 - 130 msec nach Bewegungsbeginn in einen positiven Ausschlag übergeht. Während der Bewegung ist das Potential mehrphasig. Der maximale Einfluß der Willkürbewegung auf das EEG beträgt 10 - 20 µV.

VIII Literatur

1 Pfurtscheller, G. und Schuy, St.:
Neue Erkenntnisse der Neurophysiologie durch den Einsatz elektronischer Meßverfahren.
Archiv für technisches Messen (ATM)
Blatt V 664 - 6 (Mai 1969) Lfg. 400

2 Kornhuber, H.H. und Deecke, L.:
Hirnpotentialänderungen bei Willkürbewegungen und passiven Bewegungen des Menschen: Bereitschaftspotential und reafferente Potentiale.
Pflügers Arch. ges. Physiol. Bd 284

3 Gilden, L. Vaughan, H.G. and Costa:
Summated EEG potentials with voluntary movement
Electroenceph. clin. Neurophysiol. 20, 433 - 438
1966

4 Trimble, Ch.R.:
What is signal averaging.
Hewlett-Packard Journal, April 1968
Volume 19, Number 8

5 Spreng, M.:

Über die Messung der Frequenzgruppe und der Integrationszeit des menschlichen Gehörs durch vom Schall abhängige Hirnspannungen längs der Kopfhaut.

Dissertation, Technische Hochschule Stuttgart 1967

6 Kugler, J.:

Elektroencephalographie in Klinik und Praxis

Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 2. Auflage 1966

7 Birbaumer, N.:

Die psychologische Bedeutung der hirnelektrischen Vorgänge.

Sendung des ORF, Studio Wien, am 13. 10. 1969

Herrn Prof. Dr. J. Kugler danke ich für die Überlassung des Themas, sowie für die Bereitstellung des Arbeitsplatzes und der Geräte.
Dem Personal der EEG-Abteilung, besonders Frl. I. Frank bin ich für stete Hilfsbereitschaft zu Dank verpflichtet.

Lebenslauf

Am 14. Oktober 1934 wurde ich als Sohn des techn. Kaufmanns Julius Kehrer und seiner Ehefrau Centa, geb. Huber, in Eggenfelden geboren. Nach dem Besuch der Volksschule in Eggenfelden von 1941 bis 1946 trat ich in die Oberrealschule in Pfarrkirchen über, die ich 1954 mit der Reifeprüfung verließ.

Im WS 1954/55 begann ich an der Ludwig-Maximilians-Universität München das Studium der Physik, das ich 1965 mit der Diplom-Hauptprüfung abschloß. Anschließend war ich bei der Gesellschaft für Strahlenforschung, München-Neuherberg, am Institut für Radiohydrometrie als Diplomphysiker tätig.

Im WS 1966=67 begann ich an der Ludwig-Maximilians-Universität München das Studium der Zahnmedizin, das ich im Dezember 1970 mit dem Staatsexamen beendete. Seither bin ich in Eppelborn/Saarland als Assistenzzahnarzt tätig.